

# 学术论文选集

(一)

中国劳动保护科学技术学会

个体防护专业委员会

一九八八年五月

# 人体脊柱骨力学功能特性

航空医学研究所

杨企文 刘保钢

曹步平 梁忠

研究脊柱骨的力学功能，了解不同解剖部位脊柱骨，在受压状态下的承载能力，为脊柱外科、体育科学、航空航天医学、工矿交通劳动保护等部门，提供有实际意义的人体脊柱力学参数。

## 一 材料和方法

从新鲜男性成年人尸体中，取出脊柱骨，剥离周围肌肉，测量从第二颈椎到第五腰椎相邻两椎体的椎间盘厚度。以所试验要求的节段，从椎间盘中部截断单个椎骨，两个椎骨节段或五个椎骨节段，有者从椎弓根部切除附件，有者保留附件。如颈(C)7胸(T)1·胸(T)12腰(L)1等两个椎骨节段；C<sub>5·6·7</sub>T<sub>1·2</sub>·T<sub>10·11</sub>·L<sub>1·2</sub>等五个椎骨节段。

测量各节段脊柱骨的高度，剥离上下两端剩余纤维环后，充填牙托粉糊，厚度约为2—3mm，晾干后，即成为试验件。

选用 Schenck 材料试验机进行加载，加载速度9·6mm/mi n，记录加载曲线，加载中观察记录椎体的变化与声响。

卸载后，测量试件高度，进行解剖与X光检查。

## 二 加载曲线

各节段脊柱骨加载曲线基本类似，由于解剖部位不同，所表现的力学功能略有差异。如图1为第1·2胸椎单个椎骨加载曲线。曲线的纵坐标表示载荷，每cm 200kg，横坐标表示位移（变形或压缩量），每cm（格）0·2mm，峰值载荷（极限强度）为830kg，位移1mm，上升到峰值的时间为0·250ms，峰值平段时间为1000ms。加载

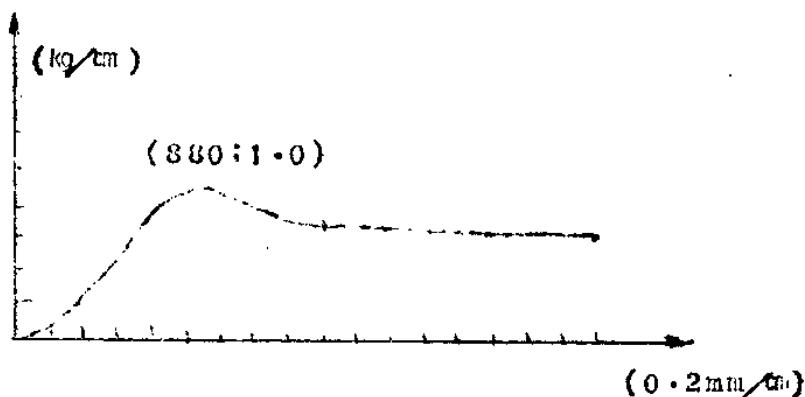


图1 第1·2胸椎加载曲线

速度 $9\cdot6 \text{ mm/min}$  (速度 $0\cdot1 \text{ mm}$ , 时间 $6\cdot25 \text{ ms}$ )。

图2为第4·5·6颈椎段加载曲线。由于三个椎骨节段带有椎间盘，与单个椎骨加载曲线的下降沿表现有不同的特点。图1拐点是椎体

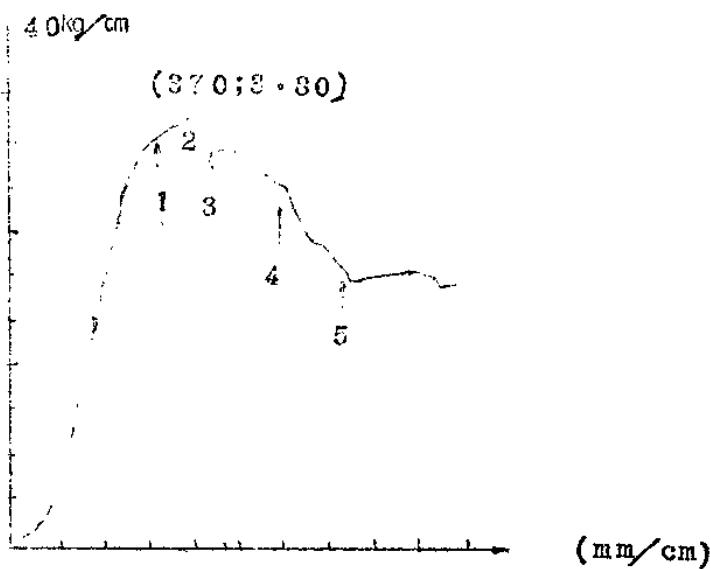


图2 第4·5·6颈椎段加载曲线

受力的变化，而图2在“1”点表现是椎间盘突出，是椎体与椎间盘受力的整体变化，所谓整体变化，是由于椎体与椎间盘是组成脊柱受力系统的小单元。“2”点为极限强度370kg，位移31.8mm，下降沿“3”点耳听到轻微骨裂声，“4”点C<sub>5</sub>错位，“5”点肉眼见C<sub>4</sub>—C<sub>5</sub>两椎体间前缘距离缩短。

图3为第1、2胸椎和第1、2腰椎段加载曲线，此段的椎体粗大，椎间盘较厚。“1”点为极限强度，载荷597.3kg，此点（峰值点）位移3.1mm。“2”点听到轻微骨裂声，“3”点T<sub>1</sub>—T<sub>2</sub>间椎间盘突出，椎体有液体流出，“4”点T<sub>1</sub>—T<sub>2</sub>椎体前部压缩，中下部破裂，“5”点T<sub>1</sub>椎体大量液体流出，椎体前部压缩。

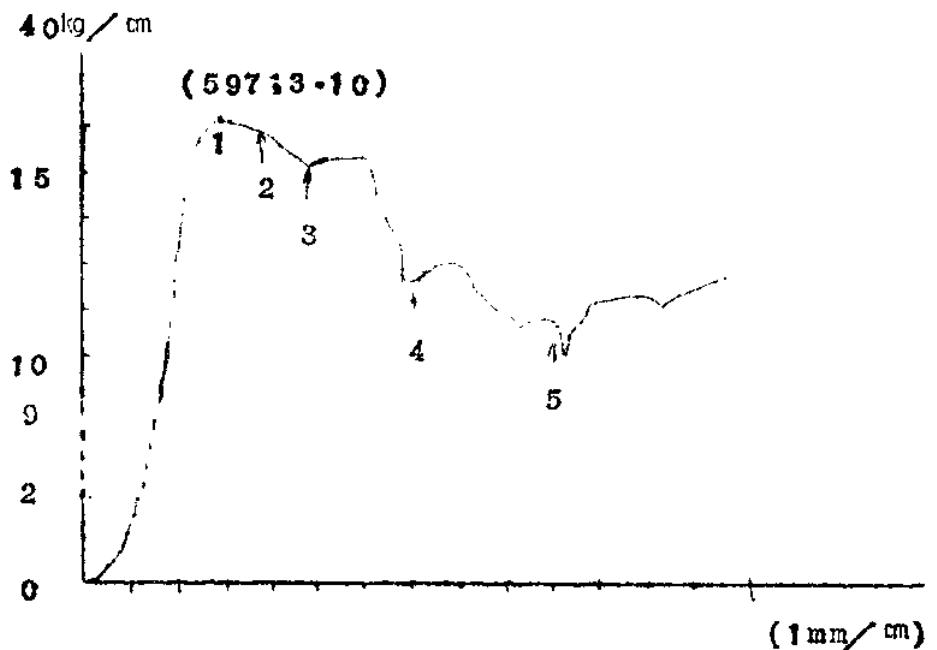


图3 第1、2胸椎—2腰椎段加载曲线

### 三 试验结果

各节段脊柱骨加载试验平均数据见表1·2·3，表中数据为曲线上升，达到最大峰值时的极限强度均值（1·2·3）。五节段脊柱骨，如C<sub>5</sub>·6·7 T<sub>1</sub>·2脊柱节段极限强度为256kg·T<sub>10</sub>·11·12 L<sub>1</sub>·2脊柱节段极限强度为533kg·与两节或三节段强度基本一致。

单个脊柱骨压缩强度数据表 (表1)

椎骨名称	载荷 (kg)	椎骨名称	载荷 (kg)	椎骨名称	载荷 (kg)	椎骨名称	载荷 (kg)
颈椎 C <sub>1</sub>	679	C <sub>7</sub>	413	T <sub>6</sub>	513	T <sub>12</sub>	947
C <sub>2</sub>	433	胸椎 T <sub>1</sub>	377	T <sub>7</sub>	550	腰椎 L <sub>1</sub>	996
C <sub>3</sub>	321	T <sub>2</sub>	408	T <sub>8</sub>	645	L <sub>2</sub>	1108
C <sub>4</sub>	394	T <sub>3</sub>	423	T <sub>9</sub>	769	L <sub>3</sub>	1150
C <sub>5</sub>	430	T <sub>4</sub>	453	T <sub>10</sub>	801	L <sub>4</sub>	1148
C <sub>6</sub>	400	T <sub>5</sub>	430	T <sub>11</sub>	828	L <sub>5</sub>	1235

两节段脊柱骨压缩强度数据表 (表2)

脊柱节段	载荷 (kg)	脊柱节段	载荷 (kg)
C <sub>3</sub> —4	180	T <sub>8</sub> —9	460
C <sub>5</sub> —6	300	T <sub>10</sub> —11	590
C <sub>7</sub> —T <sub>1</sub>	290	T <sub>12</sub> —L <sub>1</sub>	640
T <sub>2</sub> —3	240	L <sub>2</sub> —3	760
T <sub>4</sub> —5	300	L <sub>3</sub> —4	820
T <sub>6</sub> —7	370		

三节段脊柱骨压缩强度数据表

(表3)

脊柱节段	载荷(kg)	脊柱节段	载荷(kg)
C <sub>4</sub> -5-6	280	T <sub>8</sub> -9-10	420
C <sub>7</sub> -T <sub>1</sub> -2	260	T <sub>11</sub> -12-L <sub>1</sub>	580
T <sub>3</sub> -4-5	360	T <sub>12</sub> -L <sub>1</sub> -2	590
T <sub>6</sub> -7-8	400	L <sub>2</sub> -3-4	690

## 四 讨论

### (一) 脊柱骨的结构与力学功能变化

1. 脊柱在全身骨骼中占重要地位，任何部分负重，受冲击。其动力均可传递到脊柱。脊柱有四个弹簧样的生理弧，相邻两椎骨和椎间盘组成受力的活动单元。颈椎的活动范围最大。它能旋转、前后伸屈、左右侧弯。旋转活动主要发生在第1-2颈椎之间。第3-7颈椎负责屈伸侧弯等活动。胸椎1-10的活动能力极小，略有伸屈、旋转的活动；胸椎11-12和腰椎的活动范围仅次于颈椎，能背伸、前屈、伸弯。脊柱骨折和脱位，多发生活动范围大，或与活动度小的交界部位。据某单位从对坠落、砸伤和车祸的分析中，颈椎损伤约占脊柱损伤的4%，颈椎脱位占脊柱脱位的19.4%；胸腰椎中，以第一腰椎骨折发生率最高，占51%。国外资料中，颈椎损伤约占脊柱损伤的15%，多发生在第1-2颈椎与5-6颈椎，以前脱位为最多见。颈椎损伤虽然占比例不大，但损伤程度与后果，要比腰椎严重的多。

2. 两椎骨间的椎间盘，由上下两个玻璃样软骨盘，纤维环，以及含水分较多的胶状物髓核组成。在对脊柱进行压缩时，椎间盘表现了支撑与能量消散的能力，一部分传递到上下椎体，再转移到脊柱的周

周围组织中而消散(见图4)，形成一种维持人体各种姿态的动态平衡(4·5)。这就是由外部环境力，致动作用到人体脊柱系统的力学

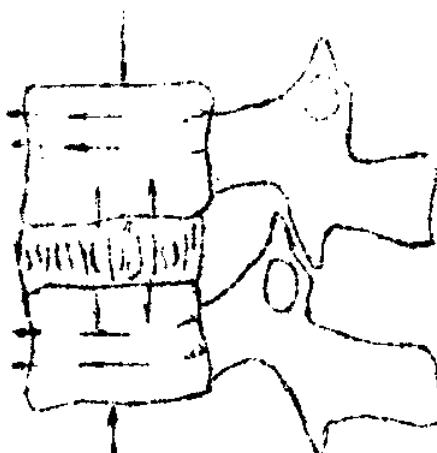


图4 脊柱骨力学功能动态平衡模式图

响应，或者说脊柱对外力的冲击吸收性能。这个平衡破坏了，就会造成不同程度骨折或脱位损伤。

3. 脊柱骨的骨质构成，主要为粘弹性海绵骨质，受外力作用易发生压缩性骨折。从胸腰段椎体矢状面上看到，椎体前部骨小梁分布较疏疏，后部较密，并得到附件的加强。从结构特点与力学功能看，在变压时，常发生椎体前部单纯压缩性楔状骨折(6)，从对多节段脊柱骨的加载试验中可见。临幊上易多见。

在试验中，加载曲线上升到极限强度时，即行卸载，椎体解剖无所见，X光片也未见到任何改变，在高倍镜检下，可见椎体前部或前侧部骨密质和骨松质交界处骨小梁断裂。临幊上无自觉症状，在腰部活动如弯腰时有不适感，仍能参加体力劳动和操练。

## (二) 脊柱骨的强度

1. 两节段脊柱骨的强度，颈段180—300kg，胸椎上段

240—300 kg，胸椎中段300—360 kg，胸椎下段460—590 kg，腰段640—820 kg，载荷自上而下的逐渐增加。3节段到5节段脊柱骨载荷大体相同。载荷有规律的自上而下的增加，与椎体的截面积（颈、胸上部300—500 mm<sup>2</sup>，胸下部腰部1000—1400 mm<sup>2</sup>）逐渐增大，椎间盘厚度（见图5）逐渐增厚，以及椎体结构，几何形状有密切关系（7·3）。

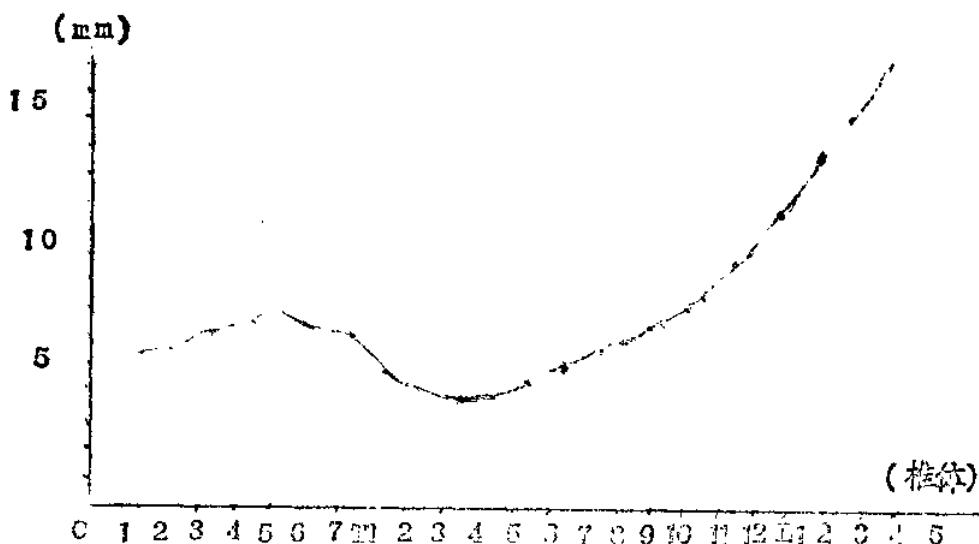


图5 椎间盘的平均高度（mm）

胸上中段载荷与上下两端椎骨比较起来载荷偏低，除与椎骨结构、几何外形有关外，椎间盘的厚度也比较低，从第1胸椎到第3胸椎椎间盘的厚度，约在3·83—5·59 mm之间，大部在4 mm左右，约为椎骨高度的1/5—1/6，对冲击吸收性能的比值，要比颈腰椎低。颈椎椎间盘，相当椎骨高度（13—15）的1/3—1/4，腰椎椎间盘最厚，约相当椎骨高度的1/3。

2 各节段脊柱骨强度数据，要比单节椎骨的极限强度约低

L<sub>5</sub>—S<sub>1</sub>（见图6）。主要原因是，两椎骨间的椎间盘对冲击力的传递与吸收的能力，以及多节段脊柱骨加载时所形成的弯曲力矩<sup>[9-10]</sup>。

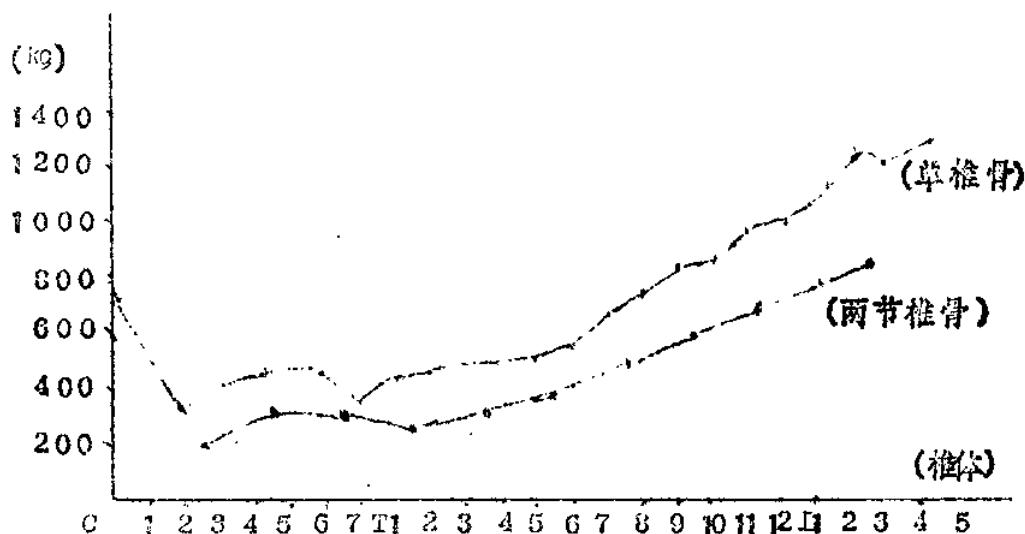


图6 单个脊柱骨与多节段脊柱骨压缩强度比较

正如人在防止外力时的弯腰动作，造成应力集中到局部区域（大部在椎骨前部），使载荷下降，在应用脊柱力学参数时，要根据具体防护装备的情况，选取有一定安全系数的数值。

3. 由于年令、职业、体质等方面的个体差异，表现在极限强度数据有一定的范围，从加载数据看：C<sub>4</sub> 316—424 kg，  
 T<sub>1</sub> 30—432 kg，T<sub>12</sub> 848—1062 kg，  
 L<sub>1</sub> 24—1032 kg；C<sub>7</sub>—T<sub>1</sub>段 244—336 kg，  
 T<sub>8</sub>—9—10段 432—544 kg，T<sub>11</sub>—12—L<sub>1</sub>段 530—  
 616 kg，变化范围约在 100 kg 左右。

4. 达到最大峰值的载荷、位移量、时间，用接近于极限强度均值的试验件列表如下（见表4）

达到最大峰值时各项参数

(表4)

脊柱节段	载荷 (kg)	位移量 (mm)	时间 (ms)
C 5-6-7	203	1·30	7663
T 1-2	264	0·95	4043
T 3-4-5	368	1·30	9787
T 6-7-8	476	1·85	7872
T 9-10	544	1·10	4681
T 11-12 L <sub>1</sub>	616	2·15	9149
L 2-3-4	696	3·60	15319

### (二) 脊柱骨损伤与作用力的关系

1. 脊柱损伤与脊柱的解剖生理，身体所处位置，以及作用力的性质与方向有密切关系。冲击方向与脊柱骨所形成的角度，是造成脊柱损伤与否和严重程度的重要因素。对脊柱的作用力，可分作两个分力，沿脊柱纵轴的作用力称为垂直分力，垂直分力大时，使脊柱屈曲，挤压椎体，发生压缩性(楔状)骨折。垂直于脊柱纵轴的力，称水平分力。水平分力大时，引起脊柱脱位，严重时造成脊髓损伤。颈椎脱位，多见于交通事故。头部碰撞时发生。

2. 在X光片上测量直坐位与弯曲坐位(约前倾16度左右)椎间盘厚度的变化。变化明显部位，在第11胸椎至第2腰椎之间。

T<sub>11</sub>-L<sub>1</sub>前部椎间盘，直坐时10·2mm，弯曲时7·2mm，差3mm；T<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>椎间盘，直坐时13·2mm，弯曲时8·6mm，差4·6mm；L<sub>1</sub>-2椎间盘，直坐时13·3mm，弯曲时

3 mm，差 5~3 mm，说明椎间盘厚度，随着不同体位受力的变化而改变，而此变化的受力，仅是在相应脊柱骨上，如给以外力，除承受自身体重外，要承受外力作用此部位的载荷，脊柱弯曲度愈大，承受载荷的能力愈低，如躯干处于较为复杂的体位，形成复合载荷时，脊柱承受载荷的能力更低。据资料，脊柱弯曲 16 度时，承载能力可降低 30% 左右。

#### 四 结语

此项研究，探讨了不同节段脊柱骨的承载能力，力学功能特性，损伤机理与易损部位。

在承受载荷方向，这种呈锥状塔式结构的脊柱骨，在人类所进行的各项劳动中，具有特殊的力学功能，从对脊柱骨加载的非线性性质曲线中，反映了椎骨材料（各向异性、非均匀性生物材料）特征，按 X 光片和解剖检查无异常所见的果结，在使用数据时，峰值载荷可作为“允许极限参数”。

## 主要参考文献

1. James W. Brinkley: Foundations of Space Biology and Medicine. Volume II, Part 3, Chapter 3. Impact Accelerations . AMRL Wright-Patterson Air Force Base, Ohio May 1973
2. Ruffs: Brief Acceleration: Less Than One Second. ChW-C, German Aviation Medicine Worle War II Vol 1, Wash DC, 1950
3. 杨企文,俞梦孙:人体脊柱对开伞冲击力的耐受强度.解放军医学杂志,第3卷,第6期 1983.
4. Thornton Brown: Some Mechanical Tests on the Lumbar-Sacral Spine With Particular Reference to the Intervertebral Discs, the Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 39-A, No. 5, October 1957.
5. Leon E. Kazarian: The Dynamic Biomechanical Nature of Spinal Fractures and Articular Facet Derangement, AMRL-TR-71-17.
6. 刘润田:脊柱外科学,天津科学技术出版社. 1981.
7. 王以进:人体骨弹性性质的研究现状,上海生物医学工程. 总9期, 1983, 4(3).
8. 黄庆森译:骨骼系统基本生物力学,天津科学技术出版社, 1980.
9. H.S.Lin: Mechanical Response of the

Lumber Intervertebral Joint under Physiological  
(complex) Loading. The Journal of Bone and  
Joint Surgery, Vol. 60-A, No. 1, January 1978

10. Ted Belytschko : A Three Dimensional  
Discrete Element Dynamic model of the Spine  
Head and Torso, Model and Analogues for the  
Evaluation of Human Biodynamic Responses.  
Performance and Protection 1978

# 阈值法测量护耳器声衰减的研究

许钦彭 王季卿 钟祥璋

(上海市劳动保护科学研究所) (同济大学)

## 一 前 言

护耳器声衰减性能评价大多采用主观听觉阈值法确定，这是目前普遍认为最精确的一种测试方法<sup>(1)</sup>。但由于这一方法本身带有一定的主观性，涉及的因素较多，因此测量方法的标准化显得特别重要。虽然国际标准化组织已制订了该测量方法的标准 ISO 4869<sup>(2)</sup>，许多国家亦有类似的标准<sup>(3)</sup>，为这项工作提供了良好的基础，但其中有些规定还不太明确。因此近年来各国仍在诸方面，如受试者人数的确定<sup>(4)</sup>、实验室声场条件<sup>(5)</sup>、受试者的性别<sup>(6)</sup>之间衰减量的变化以及为统一测试方法而进行巡回测试<sup>(7)</sup>等研究。本文着重介绍 84~86 年间为我国制订相应测试标准过程中对允许噪声级、声场条件、测试人员选择、测试方法和测试信号等方面进行的一些实验研究工作。

## 二 测试室内的允许噪声级

护耳器声衰减测量是以阈值来判断的，以戴上护耳器的听阈值与未戴护耳器听阈值之差作为护耳器的声衰减量。即：

护耳器声衰减量 (dB) = 戴上护耳器的听阈 (dB) - 未戴护耳器的听阈 (dB)。

因此确定未戴护耳器时的裸耳听阈非常重要。这里，测试信号必须在不受环境噪声掩蔽的相当安静条件下，才能使受试者作出正确判断。由于测试环境的背景噪声不同而引起护耳器衰减量的差异是经常发生的。参考文献〔7〕中所教导的美国EAR耳塞，在两个测试中测得的衰减量相差较大，我们认为这种误差主要是背景噪声引起的。所以首先应确定测试环境的允许噪声级。

研究噪声对纯音的掩蔽已有相当长的历史。早已发现听觉机构有排除以纯音为中心的临界频带 $\Delta f$ 以外噪声的本领。因此这里主要考虑临界频带内的噪声对纯音的掩蔽效果。如果噪声的掩蔽值为零，说明测试某纯音听阈 $L_T$ 的条件为该临界频带噪声的谱级 $L_{\Delta f}$ 与测试纯音的声压级相当，即刚好不产生掩蔽。则测试环境的允许噪声谱级应为 $(L_T - L_{\Delta f})$ ，dB。由于允许噪声级通常是以 $\frac{1}{3}$ 倍频带声压级( $L_{\frac{1}{3} oct}, L_{oct}$ )来表征的。所以还要把谱级换算成相应频带声压级，这种换算适用于基本平直的连续谱噪音。即加上以dB计的带宽 $C_n$ 。

图1中所示美国标准(ANSI S3.19-1974)关于测听室背景噪声最大允许值即根据这一原理确定的。(为了便于比较，已换算成 $\frac{1}{3}$ 倍频带声压级)。它所选标准听阈是采用国际标准化组织(ISO-R266-1961)〔8〕压常人耳对纯音在自由场中双

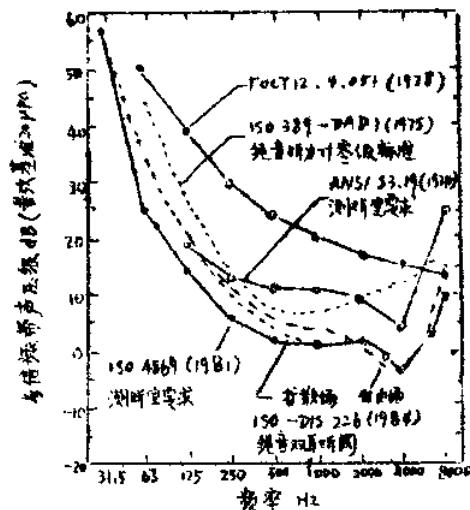


图1 正常人耳听阈(纯音)及各国家标准中规定的测听室允许背景噪声  
(为了便于比较均已换算成 $\frac{1}{3}$ 倍频带声压级)

## 耳倾听的阈值。

这里有几件事值得注意和探讨：

1. 目前所用的测试信号大都已规定为经 $\frac{1}{3}$ 倍频带滤波的粉红噪声。它们的听阈级在数值上大致和纯音听阈级相同。因为对不超过临界带宽的频带噪声，其自由场条件下的等响线近似与纯音等响线相同（8），而用 $\frac{1}{3}$ 倍频带代替临界频带引进的偏差一般不大于1 dB（9）。

2. 宽带背景噪声对窄带噪声测试信号的掩蔽，其临界带宽为多少，尚无足够资料。

3. 纯音信号的声级实际上是谱级，而窄带噪声信号的声级是以 $\frac{1}{3}$ 倍频带声压级计量的。因此即使两者在数值上相同，它们的含义及引起听觉上的反应包括掩蔽效应等均不相同。

4. 起掩蔽作用的临界带宽对双耳与单耳倾听有差异，前者要窄得多，在高频相差更大（10）。

5. 窄带噪声在扩散场和正入射自由场中等响度曲线的声压级有一定差异，前者比后者为低，例如1000 Hz时要低3 dB（11）。对于听同同值来说大致也是如此（8）。因此测试环境的声场不同，其阈值也不同。

6. 听力计的零级标准（ISO-389-DADI-1981）（12）是指等效阈值声压级，因且通常是单耳测听的结果。这是在特定的人工耳或耦合腔中以指定频率所建立起的声压级。它与自由场双耳频听的标准听阈有不同的含义和数值，虽然它们的标准听同有不同的含义和数值，虽然它们的测试信号都是用的纯音。两者的明显差异在图1中可以看出。

综上所述，美国标准中对背景噪声允许值的计算不妥，而且它在中频500 Hz以上高出窄带噪声的听 $5-8$  dB左右，是不合理的。许多国家标准（英、德、法和ISO）（2-3）提出的背景噪声允许值

就比美国推荐的要低，个别频率高达 $10-15$ dB（见图1及表2）。这里德国标准是与扩散场听阈的阈值完全一致。其它标准则分别与扩散场或自由场正面入射的听阈近似。

ISO/DP 4869在1975年征求意见稿中与英国标准相同，及至1981年通过的正式文件则又与法国标准一致（表1）。至于英、法两个标准中存在的差异，可能是各自引用的听阈阈值不同引起的。

我们根据实验室条件，采用双层砖墙结构的混响室能够满足ISO标准规定的允许背景噪声。受目前声学测量仪器的本底电噪声限制，这样低的噪声是难以测出的。所以我们既用声级计直读，又选择听阈优于一般的三个青年受试者进行阈值判断，从两个方面来说明测试室实际能达到的背景噪声级低限（见图2）。前者是受试者不在场时进行的。如果室内有人时，轻微呼吸也可使室内噪声由13dB(A)（是BK2215测试仪器的电噪声范围）上升至20dB(A)左右，可能对听阈产生影响。因此，为了保证测试信号不受掩蔽，ISO标准所推荐的数值是合理的，也是可以达到的。而美国标准的推荐值显然偏高很多。至于苏联标准（ГОСТ 12.4.051-78）推荐的数值高得几乎难以理解见图1所示。

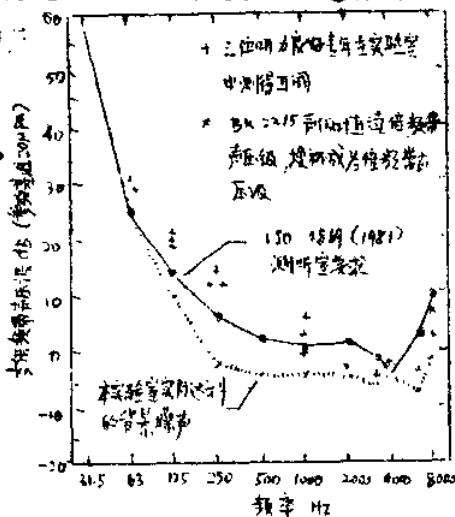


图2 本实验室( $9.4\text{m}^3$ 小混响室)  
达到的背景噪声级